

ENDOSCOPE MEASURING DEVICE

Publication number: JP59069721 (A)

Also published as:

JP4036364 (B)

Publication date: 1984-04-20

JP1748195 (C)

Inventor(s): KOMIYA OSAMU; KINOSHITA KUNIO; KANEHIRA KATSUYUKI;
IKUNO YUJI; FUJIHATA HIROYUKI; TANIGAWA KOJUJI;
NAKAMURA TAKEAKI; OGAWA MOTOTSUGU; KAWASAKI
TAKETO

Applicant(s): OLYMPUS OPTICAL CO

Classification:

- International: G02B27/32; A61B1/04; A61B5/107; G01B11/02; G02B6/04;
G02B6/44; G02B23/24; G02B23/26; H04N7/16; G02B27/32;
A61B1/04; A61B5/07; G01B11/02; G02B6/04; G02B6/44;
G02B23/24; G02B23/26; H04N7/16; (IPC1-7): A61B1/04;
G02B5/16; G02B23/00; G02B27/34; H04N7/18

- European: A61B5/107; G01B11/02C; G02B23/24B

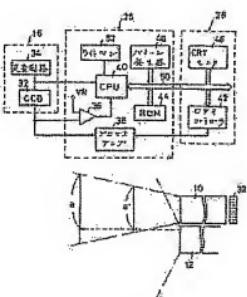
Application number: JP19820180817 19821015

Priority number(s): JP19820180817 19821015

Abstract of JP 59069721 (A)

PURPOSE: To measure actual length of an object to be photographed by deriving a distance to the object to be photographed by irradiating a beam light to the object to be photographed and detecting its irradiated position, and displaying a scale pattern of an interval corresponding to the distance onto a picture.

CONSTITUTION: In case when an optical image obtained by an endoscope is converted to a video by a television camera 16, and its image is displayed on a CRT monitor 48, actual length can be read on the monitor 48 by displaying jointly a scale pattern, and laser light is radiated along a light guide 12 as shown by a broken line from the tip of the light guide 12, end on the other hand, a large picture is made incident to the tip of an image guide 10 at a distance corresponding to the distance to a certain line. In this way, a distance from an objective part of the endoscope to an object to be photographed is derived, magnification of a picture on the picture display to the actual object is derived, and a scale pattern of an interval corresponding to this magnification is sent together with an endoscope image to the monitor 48 from a pattern generator 46.



Data supplied from the esp@cenet database — Worldwide

⑪ 公開特許公報 (A)

昭59—69721

⑫ Int. Cl. ³	識別記号	序内整理番号	⑬ 公開 昭和59年(1984)4月20日
G 02 B 23/00		8306—2H	発明の数 1
A 61 B 1/04		7916—4C	審査請求 未請求
G 02 B 5/16	Z 7036—2H		
27/34		8106—2H	
H 04 N 7/18		7735—5C	(全 5 頁)

⑤ 内視鏡計測装置

② 特願 昭57—180817

② 出願 昭57(1982)10月15日

② 発明者 小宮修

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番

2号オリンパス光学工業株式会社

社内

② 発明者 木下国夫

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番

2号オリンパス光学工業株式会社

社内

② 発明者 金平克之

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番

2号オリンパス光学工業株式会社

社内

② 出願人 オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番

2号

② 代理人 弁理士 鈴江武彦 外2名

最終頁に続く

明細書

1. 発明の名称

内視鏡計測装置

2. 特許請求の範囲

内視鏡により得られた光学像を撮像する手段と、内視鏡の対物鏡からビーム光を放する手段と、前記撮像手段の出力信号から求められる像形画面におけるビーム光の照射位置に基づいて内視鏡の対物鏡と被写体との距離を求める距離手段と、前記距離手段の出力信号に応じた開幅のスケールパターンを発生する手段と、前記撮像手段の出力信号により表わされる両像と前記パターン発生手段から出力されたスケールパターンを同一画面上に表示する手段とを具備する内視鏡計測装置。

3. 発明の詳細な説明

この発明は、虫眼の実際の長さを測ることができる内視鏡計測装置に関するものである。

一般に、内視鏡を用いて体腔内を観察する場合、対物鏡と体腔壁との距離によって得られる

像の倍率が変わる。そのため、内視鏡像そのもののだけでは虫眼の実際の長さの計測是不可能である。これに対処するために、従来は鏡子を使って虫眼にスケールを置いて長さを測定している。ここで、体腔壁は常に動いているので、スケールを置くことは困難であり、計測に時間がかかるという欠点がある。また、スケールを置くことにより、視野が妨げられ、観察に支障をきたす虞れがある。

この発明の目的は、観察に支障をおよぼすことなく簡単に被写体の実際の長さを計測することができる内視鏡計測装置を提供することである。

以下、図面を参照してこの発明による内視鏡計測装置の一実施例を説明する。図1はその概略的ブロック図である。ライトガイド10とイメージガイド12を有する内視鏡11の眼鏡部にテレビジョンカメラ16が取付けられる。ライトガイド12の一端は光源ユニット18に導びかれる。光源ユニット18は照明用ランプ

20とレーザ発振器22を有し、両者からの光がハーフミラー24を介してライトガイド12の一端に射入されるよう構成される。ライトガイド12の先端(対物端)からは、照明光が第1回に実像で示すように拡散的に放射され、鏡面用ビーム光としてのレーザ光が第1回に破壊で示すように所定角度で(ここでは、ライトガイド12に沿つて)放射される。テレビジョンカメラ16の出力信号が計測部26および表示部28に供給される。計測部26の出力信号も表示部28に供給される。

第2図は、この実施例の電気的構成を示すブロック図である。テレビジョンカメラ16は微分素子としてCCD32を用いる。CCD32は2次元マトリクス状に配列された画素を有し、走査回路34により走査され、各画素毎の画素情報を出力する。CCD32の出力信号がコンバーティ36およびプロセスアンプ38に供給される。コンバーティ36はCCD32の出力信号を基準レベルVRと比較し、その出力はC

CPU40に供給される。プロセスアンプ38はCCD32の出力信号をテレビジョン信号のフォーマットに合った画像信号とし、その出力画像信号はビデオコントローラ42に供給される。ビデオコントローラ42、ROM44、バーチャル発生器46、CRTモニタ48がシステムバス50を介してCPU40に接続される。ライトペン52がCPU40に接続される。

この実施例の動作を説明する。この実施例では、内視鏡により得られた光学像をテレビジョンカメラ16を用いて映像化し、得られた映像をCRTモニタ48に表示する際に、スケールパターンと一緒に表示することによりCRTモニタ48上で実際の長さが読み取られる。ここで、画面に写る被写体の実際の大きさは被写体までの距離に対応して変わるもの。そのため、スケールの画面の開始を距離に応じて変える必要がある。そのため、まず、第3図を参照して、この発明における距離の原理を説明する。上述したように、ライトガイド12の先端からは破壊

で示すようにライトガイド12に沿つてレーザ光が放射されている。一方、イメージガイド10の先端には、一点鎖線で示すように距離の増加とともに大きな画像が射入される。そのため、距離に応じて画像中のレーザ光の照射位置が異なる。この説明では、画像の直後(通常、イメージガイドは円形断面を有するので、画像は円形である)の一端から間違った照射位置までの間隔 a 、 a' が距離に比例することを利用する。具体的には、CCD32との画素がレーザ光を受光したかによって距離を測定する。すなわち、CCD32は2次元マトリクス状に配列された画素を有するので、そのうちの一列の画素からの出力信号中のどのタイミングでレーザ光が検出されるかによって距離とする。まず、あらかじめ、距離に対する照射位置を光学系の諸条件を考慮して求めて、これをROM44に格納しておく。ROM44は、画素位置に応じたアドレスにその距離情報を記憶する。CCD32の出力信号はプロセスアンプ38を介してビデ

オコントローラ42に供給され、CRTモニタ48で内視鏡像が表示される。一方、CCD32の出力信号はコンバーティ36で基準レベルVRと比較される。この基準レベルは、レーザ光の照射位置に対応する画素からの信号がコンバーティ36に供給されたときのみ、コンバーティ36から信号が送出されるように設定される。CPU40は、CCD32の走査のためのクロック信号となる走査回路34の出力信号から同期信号を検出して、コンバーティ36からの信号の出力タイミングが一列中のどの画素に対応するか判断する。CPU40がこの画素位置を検出すると、ROM44との位置に応じたアドレスから距離情報が読み出される。これにより、対物端と物体との距離が測定される。

これにより、実物に対する画面上の画素の倍率が求まるので、この倍率に応じた間隔のスケールパターンがバーチャル発生器46から発生され、CRTモニタ48上に内視鏡像とともに表示される。スケールパターンとしては、第4図

(a)に示すような目盛りパターン、同図(b)に示すような格子パターン、同図(c)に示すような波紋状パターンが考えられる。波紋状パターンの中心位置はライトペン 52 を用いて指示すればよい。上の説明では内視鏡像は動画であるが、スケールから大きさを読み取る場合は静止画の方が好ましい。そのため、第4回(b)に示すように、画面上に動画と静止画を並べて表示し、静止画のみにスケールパターンを重ねることがよい。これは、ビデオコントローラ 1 内に 1 フレームの静止画をストップしておき、このストップ画像とプロセスアンプ 38 からの動画像を 1 フレーム期間内に切り替ることにより行なわれる。操作者は画面上のスケールパターンから目盛りを読み取ることにより、腹部の長さを測定することができる。第4回(a)～(d)において、点はレーザ光の照射位置を示す。

上述の説明では、いわゆるマニュアル的に腹部の長さが測定されているが、この範囲によれば、自動的に測定することもできる。すなわち、

ID 10 と CCD 32 の間に入射光を画像用の R、G、B 成分および赤外成分に分ける 4 色分解光学系を設け、CCD 32 も 4 色分解する。また、テレビジョンカメラ 16 は全て接眼部に設けるのではなく、CCD 等の映像素子は対物鏡に設けてもよい。あるいは、測定用レーザダイオードを内視鏡の先端に設けてもよい。さらに、測定用には被検者とは別のラインセンサを用いてもよい。また、CRT モニタ 48 上での長さの入力は、キーボード等から行なつてもよい。

以上説明したように、この発明によれば、簡単な構成で、かつ、視察医支障をおよぼさない内視鏡計測装置が提供される。

4. 図面の簡単な説明

第1図はこの発明による内視鏡計測装置の一実施例のブロック図、第2図はその電気的構成を示すプロック図、第3図はこの発明における測定の原理を説明するための図、第4回(a)～(d)はこの実施例の表示の一例を示す図である。

画面上に表示された画像の倍率がわかっているので、画面上の長さがわかれば実物上の長さが逆算できる。画面上の長さは、たとえば、ライトペン 52 で長さを測りたい部分の両端を指示することにより CPU 40 に人力される。CPU 40 はこの入力データと倍率に基づいて、実物上の長さを求める。この求められた値は、たとえば、CRT モニタ 48 の画面の一部に表示される。

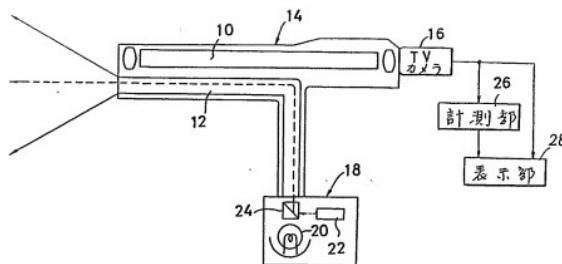
このように、この実施例によれば、被写体にビーム光を照射しその反射位置を検出するだけで被写体までの距離を求め、この距離に応じた間隔のスケールパターンを画面上に表示することにより、簡単、かつ、視察医支障をおよぼさずに、実際の長さを求めることのできる内視鏡計測装置が提供される。

なお、上述の説明では、測定用ビーム光は可視レーザ光としたが、Nd-YAG レーザ光のような不可視レーザ光、あるいは、赤外光を用いてよい。赤外光を用いる場合は、イメージガ

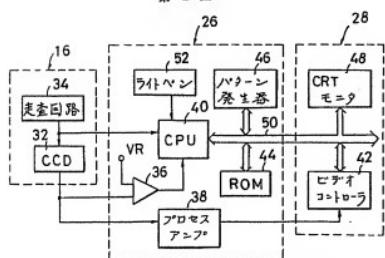
12…ライトガイド、22…レーザ発振器、32…CCD、36…コンバーティ、38…プロセスアンプ、40…CPU、42…ビデオコントローラ、44…ROM、48…CRT モニタ、52…ライトペン。

出願人代理人 井理士 鈴江 武彦

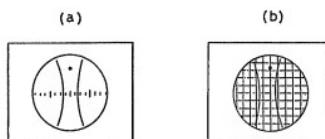
第 1 図



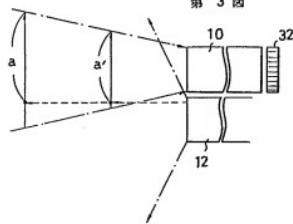
第 2 図



第 4 図



第 3 図



第1頁の続き

②発明者	生野勇二 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番 2号オリンパス光学工業株式会社内	②発明者	川崎武人 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番 2号オリンパス光学工業株式会社内
②発明者	降旗広行 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番 2号オリンパス光学工業株式会社内	②発明者	谷川廣治 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番 2号オリンパス光学工業株式会社内
②発明者	中村剛明 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番 2号オリンパス光学工業株式会社内	②発明者	小川元嗣 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番 2号オリンパス光学工業株式会社内

手 続 補 正 書

昭和 57.12.1 B

特許庁長官 岩杉和夫 殿

7. 指正の内容

願書に添付の明細書第2頁第16行目ないし
第17行目に記載の「10とイメージガイド」
を「12とイメージガイド」と訂正する。

1. 事件の表示

特願昭57-180817号

2. 発明の名称

内視鏡計測装置

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

(037) オリンパス光学工業株式会社

4. 代理人

住所 東京都渋谷区虎ノ門1丁目20番5号 第17番ビル
〒105 電話 03(502)3181(大代表)
氏名 (5847) 木暮士郎 江 武 彦 [印] [印]

5. 自発補正

6. 補正の対象

明細書